



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑳1 Aktenzeichen: P 35 11 107.0  
㉔2 Anmeldetag: 27. 3. 85  
㉔3 Offenlegungstag: 2. 10. 86

DE 3511107 A1

㉔1 Anmelder:  
Fischer MET GmbH, 7800 Freiburg, DE

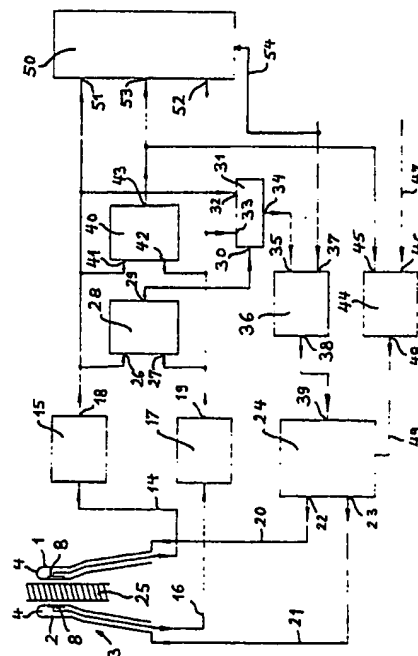
㉔4 Vertreter:  
Rackette, K., Dipl.-Phys. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 7800  
Freiburg

㉔2 Erfinder:  
Koch, Rainer, Dr.; Stockert, Rüdiger, 7800 Freiburg,  
DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉔54 Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe

Bei einer Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe zwischen zwei Kontaktflächen (6) eines Koagulationsinstrumentes (3), die an den Ausgang eines Hochfrequenzgenerators (24) angeschlossen sind, ist in der Nähe der beiden Kontaktflächen (6) jeweils ein Temperatursensor (8) angeordnet. Über eine Schaltungsanordnung zur Auswertung der gemessenen Temperaturen und/oder der Temperaturdifferenzen erfolgt eine Regelung der Koagulationstemperatur sowie ein Abschalten des Hochfrequenzgenerators (24) bei einem Überschreiten einer vorgegebenen Temperaturdifferenz. Weiterhin ist eine Anzeigeeinrichtung (50) vorgesehen, um die Temperaturen an den Kontaktflächen (6) sowie die Temperaturdifferenz zwischen den Kontaktflächen (6) akustisch und/oder optisch anzuzeigen.



DE 3511107 A1

DR. KARL RACKETTE  
PATENTANWALT

3511107

Kaiser-Joseph-Str. 179 · Postfach 1310 · D-7800 Freiburg

Dipl.-Phys. Dr.-Ing. Karl Rackette  
Patentanwalt

European Patent Attorney  
Europäischer Patentvertreter  
Mandataire en Brevets Européens

Kaiser-Joseph-Strasse 179  
Postfach 1310  
D-7800 Freiburg

Telefon: (0761) 3 18 90

Telefax: +49 761 31899

Telex: 77 25 99 raket d

Telegramme: Patentservice Freiburg

Unser Zeichen: FSR-P1

Fischer MET GmbH  
Schopfheimer Straße 6  
7800 Freiburg

---

Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation  
von biologischem Gewebe

---

#### PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe zwischen zwei Kontaktflächen eines Koagulationsinstrumentes, die an den Ausgang eines steuerbaren Hochfrequenzgenerators angeschlossen sind, dadurch gekennzeichnet, daß in der Nähe der beiden Kontaktflächen (1, 2, 6) jeweils ein Temperatursensor (8,

- 11) angeordnet ist, der mit einer Schaltungsanordnung (28, 40, 31, 36, 44) zur Auswertung der gemessenen Temperaturen und/oder Temperaturdifferenzen verbunden ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Koagulationsinstrument eine Koagulationsspinzette (3) ist, in deren Schenkelspitzen (4) jeweils ein Thermosensor (8, 11) eingebettet ist.
  3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Thermosensoren bis in die Schenkelspitzen (4) ragende Mantelthermoelemente (8) sind.
  4. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Thermosensor ein Widerstandselement mit einem positiven Temperaturkoeffizienten ist.
  5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Temperatursensor (11) die Löt- oder Schweißstelle eines NiCrNi-Mantelthermoelementes ist.
  6. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß in den Schenkeln (1, 2) der Koagulationsspinzette (3) jeweils eine von den aufeinander zuweisenden Innenflächen ausgehende und bis zu den Schenkelspitzen (4) ragende Längsnut (7) vorgesehen ist, in denen das Mantelkontaktelement (8) mit Hartlot (13) eingebettet ist.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (8, 11) an einen Differenzverstärker (40) angeschlossen sind, über den der Hochfrequenzgenerator (24) bei Überschreiten einer vorgegebenen Temperaturdifferenz abschaltbar ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (8, 11) an einen Differenzverstärker (40) angeschlossen sind, dessen Ausgangssignale (43) eine akustische und/oder optische Anzeigeeinheit (50) steuern.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Hochfrequenzgenerator (24) über einen Regler (36) angesteuert ist, dessen Sollwerteingang (37) mit der vorbestimmten Koagulationstemperatur beaufschlagt ist und dessen Reglereingang (35) über einen Umschalter (31) mit einem der beiden Temperatursensoren (8, 11) verbunden ist, wobei der Steuereingang (30) des Umschalters (31) an den Ausgang (29) eines mit seinen Eingängen (26, 27) ebenfalls mit den Temperatursensoren (8, 11) verbundenen Komparators (28) so angeschlossen ist, daß der Temperatursensor (8, 11) mit der höheren Temperatur am Reglereingang (35) liegt.
10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Temperatursensoren (8, 11) mit einer optischen und/oder akustischen Anzeigeeinheit (50) zur Anzeige der Temperaturen an den beiden Kontaktflächen (6) verbunden sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß zur Anzeige eine Tonfrequenz, eine Flackerfrequenz, eine Lautstärke, eine Helligkeit oder Farbe veränderbar ist.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Veränderung des Anzeigesignals in der Umgebung des jeweiligen Sollwertes am stärksten ist.

Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation  
von biologischem Gewebe

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur bipolaren Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe zwischen zwei Kontaktflächen eines Koagulationsinstrumentes, die an den Ausgang eines steuerbaren Hochfrequenzgenerators angeschlossen sind.

Derartige Vorrichtungen sind in der Chirurgie beispielsweise bei bipolaren Koagulationspinzetten bekannt. Infolge ungleicher Stromdichten bei unterschiedlichen Kontaktverhältnissen und durch von der bereits erreichten Gewebetemperatur unabhängige Hochfrequenzleistungszuführen kommt es jedoch bei den bekannten Vorrichtungen leicht zu Verbrennungen, weil an einer der beiden Pinzettenspitzen eine sehr hohe Temperatur entstehen kann, während die andere Pinzettenspitze noch verhältnismäßig kalt sein kann.

Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung der eingangs genannten Art zu schaffen, die es gestattet, bipolare Hochfrequenzkoagulationen ohne die Gefahr von Verbrennungen und Überschreitungen der vorgegebenen Koagulationstemperatur durchzuführen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß in der Nähe der beiden Kontaktflächen des Koagulationsinstrumentes jeweils Temperatursensoren angeordnet sind, die mit einer Schaltungsanordnung zur Auswertung der gemessenen Temperaturen und/oder Temperaturdifferenzen verbunden sind.

Bei einem zweckmäßigen Ausführungsbeispiel sind in den Schenkelspitzen einer Koagulationspinzette Mantelthermoelemente als Thermosensoren eingebettet. Die Signale der Temperatursensoren gelangen nach einer Verstärkung durch Gleichspannungsmeßverstärker zu einem Differenzverstärker, über dessen Ausgangssignal sowohl eine Anzeigeeinheit als auch eine Schaltung ansteuerbar sind, die es gestattet, den Hochfrequenzgenerator bei Überschreiten einer vorgegebenen Temperaturdifferenz bereits bei ungefährlichen Gewebetemperaturen abzuschalten. Mit Hilfe eines Komparators und eines Umschalters wird das der höheren Temperatur zugeordnete Signal verwendet, um mit Hilfe eines Reglers durch Ansteuern des Hochfrequenzgenerators eine temperaturgeregelter Koagulation mit konstanter Temperatur unter beiden Instrumentenschenkeln zu erreichen.

Zweckmäßige Weiterbildungen und Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet. Nachfolgend wird die Erfindung anhand des in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1      das vordere Ende eines Schenkels einer Koagulationspinzette gemäß der Erfindung in einem Längsschnitt,
- Fig. 2      einen Schnitt entlang der Linie II-II in Fig. 1 und
- Fig. 3      ein Blockschaltbild einer Schaltungsanordnung zur Auswertung der mit Hilfe der erfindungsgemäßen Koagulationspinzette erfaßten Temperaturen und/oder Temperaturdifferenzen.

In den Figuren 1 und 2 ist jeweils das vordere Ende eines der Schenkel 1, 2 der in Fig. 3 schematisch veranschaulichten Koagulationsspinzette 3 vergrößert im Schnitt dargestellt.

Während Fig. 1 einen Schnitt durch das vordere Ende eines der Schenkel 1 der Koagulationsspinzette 3 parallel zur Ebene zeigt, innerhalb der sich die Schenkel 1, 2 bei einer Betätigung der Koagulationsspinzette bewegen, zeigt Fig. 2 in Bewegungsrichtung eine Draufsicht auf den entlang der Linie II-II geschnittenen Schenkel 1.

Wie man aus den Figuren 1 und 2 erkennt, sind die Schenkel 1 oder 2 bis in die Nähe der Schenkelspitzen 4 mit einem isolierenden Lack in bei Koagulationsspinzetten üblicher Weise überzogen. Das Material der Schenkel 1, 2 besteht aus einem elektrisch leitenden Metall, über das Hochfrequenzstrom jeweils zu den Kontaktflächen 6 auf den innen liegenden Seiten in der Nähe der Schenkelspitzen 4 geleitet wird.

An den innen liegenden Seiten der Schenkel 1, 2 sind Nuten 7 vorgesehen, die sich ausgehend von den Schenkelspitzen 4 der Schenkel 1, 2 erstrecken. Diese Nuten 7 dienen bei dem in den Figuren 1 und 2 dargestellten Ausführungsbeispiel zur Aufnahme jeweils eines Mantelthermoelementes 8, das im wesentlichen aus einem NiCr-Draht 9 und einem Ni-Draht 10 besteht, die an ihren vorderen Enden zur Bildung eines Temperaturmeßpunktes 11 verlötet oder verschweißt sind. Wie man in der Zeichnung erkennt, befindet sich der Temperaturmeßpunkt 11 gegenüber jeder Kontaktfläche 6 eines Schenkels 1



oder 2 nach innen zurückversetzt innerhalb eines rohrförmigen Mantels 12, der mit Quarzsand aufgefüllt ist.

Der rohrförmige Mantel 12 ist in der Nut 7 versenkt, indem die verbleibenden Zwischenräume mit einem Hartlot 13 ausgefüllt sind, durch das die eingefräste Nut 7 nach dem Einlegen des Mantelthermoelementes 8 wieder verschlossen wird, wobei eventuell überstehendes Hartlotmaterial abgeschliffen wird, um die äußere Form der Schenkel 1, 2 wieder entsprechend der ursprünglichen Form herzustellen.

Der bei den Ausführungsbeispielen gemäß den Figuren 1 und 2 mit Hilfe eines Mantelthermoelementes 8 realisierte Temperaturmeßpunkt 11 kann auch durch andere Temperatursensoren oder Temperaturfühler ersetzt werden, die ausreichend kleine geometrische Abmessungen und eine hinreichend kurze Ansprechzeit haben. Beispielsweise kann ein Thermowiderstand vom Typ PT 100 verwendet werden und in einer den Figuren 1 und 2 entsprechenden Weise in die Schenkel 1, 2 eingebaut werden.

Die vom Mantelthermoelement 8 im Schenkel 1 erzeugte Thermospannung gelangt über Anschlußleitungen 14 zu einem in Fig. 3 dargestellten ersten Gleichspannungsmeßverstärker 15, der zweckmäßigerweise ein Hochfrequenzfilter aufweist, um den zum Koagulieren benötigten Hochfrequenzstrom abzublocken.

Der zweite Schenkel 2 der Koagulationsspinzette 3 ist über eine Anschlußleitung 16 mit einem zweiten Gleichspannungsmeßverstärker 17 verbunden, dessen Aufbau dem ersten Gleichspannungsmeßverstärker 15 entspricht. An

den Ausgängen 18 und 19 der Gleichspannungsmeßverstärker 15 und 17 liegen somit Signale an, deren Höhe von der jeweiligen Temperatur an den Schenkelspitzen 4 der Schenkel 1 und 2 abhängt.

Wie man in Fig. 3 weiterhin erkennt, sind die Schenkel 1, 2 über Stromzuführungen 20, 21 mit den HF-Ausgängen 22 und 23 eines Hochfrequenzgenerators 24 verbunden, der beispielsweise einen Koagulationsstrom mit einer Frequenz von 450 kHz erzeugt. Das Einschalten des Hochfrequenzgenerators 24 erfolgt in an sich bekannter Weise mit einer Sensorschaltung oder einem Fußschalter, die in Fig. 3 nicht dargestellt sind.

Wenn die Schenkel 1, 2 mit ihren Kontaktflächen 6 mit dem in Fig. 3 schematisch dargestellten biologischen Gewebe 25 in Berührung kommen und der Hochfrequenzgenerator 24 eingeschaltet wird, erfolgt eine Erwärmung des biologischen Gewebes 25, wobei ab einer ausreichend hohen Temperatur die Koagulation erfolgt. Durch ungleiche Stromdichten bei unterschiedlichen Kontaktverhältnissen und durch von der bereits erreichten Gewebetemperatur unabhängige HF-Leistungszufuhr kommt es leicht zu unterschiedlichen Temperaturen an den Schenkeln 1 und 2. Die Anordnung erkennt Temperaturdifferenzen bereits im unkritischen Bereich und schaltet den Hochfrequenzgenerator 24 ab. Nach entsprechender Veränderung der Kontaktverhältnisse durch erneutes verändertes Ansetzen der Koagulationspinzette 3 kann die Koagulation erneut gestartet werden.

Mit Hilfe der Mantelthermoelemente 8 wird die Temperatur der Kontaktflächen 6 der Koagulationspinzette 3

überwacht und über die Ausgänge 18 und 19 als elektrisches Signal zu den Eingängen 26, 27 eines Komparators 28 geleitet. Der Ausgang 29 des Komparators ist mit dem Eingang 30 eines Umschalters 31 für die an den Ausgängen 18, 19 liegende Temperaturinformation verbunden. Je nach dem Ausgangssignal des Komparators 28 gelangt entweder das am Eingang 32 des Umschalters 31 liegende Temperatursignal des ersten Schenkels 1 oder das am Eingang 33 des Umschalters 31 liegende Temperatursignal des zweiten Schenkels 2 zum Ausgang 34 des Umschalters 31. Das Signal am Ausgang 34 des Umschalters 31 ist somit ein Maß für die jeweils höhere der beiden Koagulationstemperaturen an den beiden Schenkeln 1, 2.

Um ein Übersteigen der Koagulationstemperatur sicher zu verhindern, ist der Ausgang 34 mit dem Reglereingang 35 eines Reglers 36 verbunden, dessen Sollwerteingang 37 mit einem Signal beaufschlagt ist, das die gewünschte oder vorgegebene Koagulationstemperatur als Temperatursollwert festlegt. Über den Reglerausgang 38 des Reglers 36 und den Regeleingang 39 des Hochfrequenzgenerators 24 erfolgt somit nach einem gleichmäßigen Anstieg eine temperaturgeregelter Koagulation mit konstanter Temperatur.

Um bereits in der Anfangsphase der Koagulation Temperaturdifferenzen zwischen den beiden Schenkeln 1 und 2 der Koagulationspinzette 3 zu erkennen und bereits den Hochfrequenzgenerator 24 abzuschalten, bevor Verbrennungen im Gewebe 25 auftreten können, wird zusätzlich die Differenz der Temperaturen an den Kontaktflächen 6 ausgewertet. Hierzu ist ein Differenzverstärker 40 vorgesehen, dessen Differenzeingänge 41, 42 ebenfalls mit den Ausgängen 18, 19 der Gleichspannungsmeßverstärker

15, 17 verbunden sind. Am Differenz Ausgang 43 des Differenzverstärkers 40 liegt ein Ausgangssignal vor, dessen Größe von der absoluten Differenz der beiden Temperaturen an den Schenkeln 1 und 2 abhängt. Wenn nach dem Einschalten des Hochfrequenzgenerators 24 das zwischen den Kontaktflächen 6 befindliche Gewebe 25 infolge ungleicher Kontaktverhältnisse und Stromdichten ungleich erwärmt wird, erfolgt mit Hilfe eines Vergleichers 44 ein Abschalten des Hochfrequenzgenerators 24. Hierzu ist der Differenz Ausgang 43 des Differenzverstärkers 40 mit dem Überwachungseingang 45 des Vergleichers 44 verbunden. Dem Sollwerteingang 46 des Vergleichers 44 wird über eine Leitung 47 eine Spannung zugeführt, die den Temperaturdifferenz-Abschalt Sollwert festlegt. Wenn das am Überwachungseingang 45 liegende elektrische Signal größer ist als das am Sollwerteingang 46 anliegende elektrische Signal, gibt der Ausgang 48 des Vergleichers 44 über eine Abschaltleitung 49 ein Abschalt signal an den Hochfrequenzgenerator 24, so daß überhöhte Temperaturdifferenzen sicher ausgeschlossen sind.

Wie man in Fig. 3 weiterhin erkennt, verfügt die Auswerte- und Steuerschaltung neben einem Regler 36, der dafür sorgt, daß mit der als Sollwert vorgegebenen Temperatur konstant koaguliert werden kann, und dem Vergleichs 44 zum Abschalten des Hochfrequenzgenerators 24 bei einen vorgegebenen Wert überschreitenden Temperaturdifferenzen über eine Anzeigeeinheit 50 zur Anzeige der Temperaturen an den beiden Schenkeln 1 und 2 und der Temperaturdifferenz zwischen den beiden Schenkeln 1 und 2.

Bei der Anzeigeeinheit 50 handelt es sich um eine akustische, eine optische oder eine akustisch und optisch wirksame Vorrichtung. Die Anzeigeeinheit 50 verfügt über zwei Temperatureingänge 51 und 52, die mit den Ausgängen 18 und 19 der Gleichspannungsmeßverstärker 15 und 17 verbunden sind. Weiterhin verfügt die Anzeigeeinheit 50 über einen Temperaturdifferenzeingang 53, der mit dem Differenzausgang 43 des Differenzverstärkers 40 verbunden ist.

Bei einer akustischen Anzeigeeinheit 50 können die Temperatursignale und die Temperaturdifferenzsignale beispielsweise durch eine Modulation der Lautstärke, der Frequenz oder eines Taktverhältnisses eines zerhackten Tones akustisch an den Operateur abgegeben werden. Bei einer optischen Ausgestaltung der Anzeigeeinheit 50 kann eine Ausgabe durch Verändern der Helligkeit, der Farbe oder der Flackerfrequenz, mit der ein lichterzeugendes Element ein- und ausgeschaltet wird, erfolgen. Dabei ist es zweckmäßig, daß das akustische Ausgabesignal sich in der Nähe des Sollwertes am stärksten verändert, um eine möglichst empfindliche Anzeige im besonders interessanten Bereich zu ermöglichen. Aus diesem Grunde ist die Anzeigeeinheit 50 über eine Signalleitung 54 ebenso wie der Sollwerteneingang 37 mit einem Spannungssignal beaufschlagt, das die erwünschte Koagulationstemperatur wiedergibt. Für die Anzeige der Temperaturdifferenz ist der Sollwert, um den die Anzeige am stärksten verändert wird, vorzugsweise eine Temperaturdifferenz mit dem Wert Null.

- 13 -  
- Leerseite -



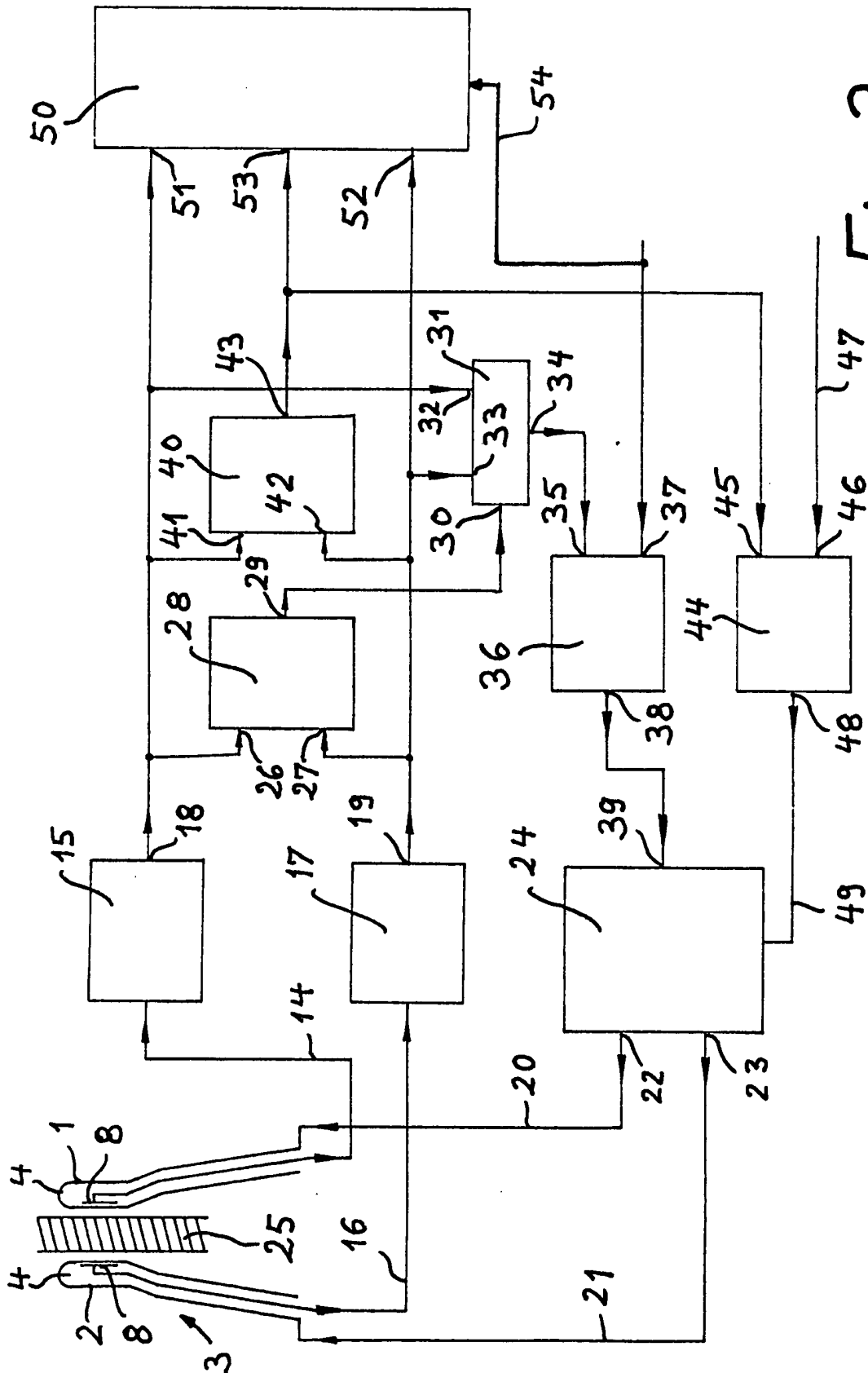


Fig. 3